



(10) DE 10 2009 004 702 A1 2010.07.29

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: 10 2009 004 702.6

(22) Anmeldetag: 15.01.2009

(43) Offenlegungstag: 29.07.2010

(51) Int Cl.⁸: **G01N 23/04** (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

G03B 42/02 (2006.01)

(71) Anmelder:

Paul Scherrer Institut, Villigen, CH; Siemens
Aktiengesellschaft, 80333 München, DE

(74) Vertreter:

Maier, D., Dipl.-Ing. Univ., Pat.-Anw., 85221 Dachau

(72) Erfinder:

Donath, Tilman, Dr., Brugg, CH; Hoheisel, Martin,
Dr., 91056 Erlangen, DE; David, Christian, Dr.,
79787 Lauchringen, DE; Hempel, Eckhard, Dr.,
90765 Fürth, DE; Pfeiffer, Franz, Prof., Dr., Brugg,
CH; Popescu, Stefan, Dr., 91056 Erlangen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE 10 2006 017291 A1

DE 10 2006 015358 A1

Kottler, C. [et al.]: A two-directional approach for
grating based differential phase contrast
imaging using hard x-rays. In: Optics Express,
Vol. 15(2007), 1175-1181

Jiang, M. [et al.]: X-Ray Phase-Contrast Imaging
with Three 2D Gratings. In: International
Journal of Biomedical Imaging, Vol. 2008
(2008), 1-8

Pfeiffer, F. [et al.]: Hard X-Ray Phase Tomography
with Low-Brilliance Sources. In: Physical
Review Letters 98(2007), 108105

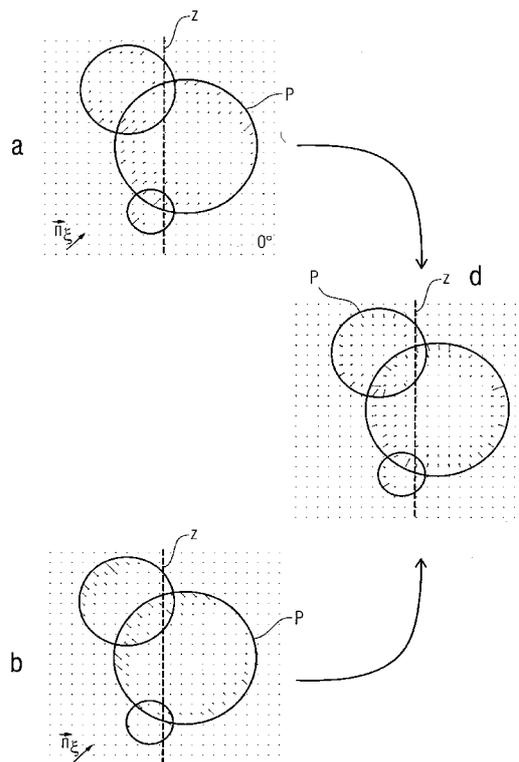
Maksimenko, A. [et al.]: Computed Tomographic
reconstruction based on x-ray refraction
contrast. In: Applied Physics Letters 86(2005),
124105

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Anordnung und Verfahren zur projektiven und/oder tomographischen Phasenkontrastbildung mit Röntgenstrahlung**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Anordnung und Verfahren zur projektiven und/oder tomographischen Phasenkontrastbildung mit Röntgenstrahlung, wobei ein oder mehrere Phasengitter (G1) im Strahlengang derart angeordnet ist/sind, dass während einer Umdrehung der mindestens einen Röntgenquelle (B) das Untersuchungsobjekt (P) mit unterschiedlichen räumlichen Orientierungen der Gitterlinien relativ zum Untersuchungsobjekt (P) gescannt wird, so dass aus den beiden Scans mit unterschiedlich orientierten Phasengittern (G1) je Röntgenstrahl der vollständige Refraktionswinkel und damit der vollständige Phasenschubgradient bestimmt werden kann, um den Phasenschub eines Untersuchungsobjektes (P) projektionsweise oder in tomographischer Darstellung zeigen zu können.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Anordnung zur projektiven und/oder tomographischen Phasenkontrastbildung mit Röntgenstrahlung mit mindestens einer kohärenten oder quasikohärenten Röntgenquelle, welche einen Strahlengang erzeugt, und einem Messfeld, in welchem ein Untersuchungsobjekt positioniert werden kann, wobei im Strahlengang ein Phasengitter mit Gitterlinien zur Erzeugung eines Interferenzmusters positioniert ist, und eine Ausleseanordnung für das erzeugte Interferenzmuster hinter dem Phasengitter angeordnet ist, welche während eines Phasenscans die Veränderung des Frequenzmusters detektiert, wobei die mindestens eine Röntgenquelle mit dem zugehörigen Phasengitter und der Ausleseanordnung relativ zum Untersuchungsobjekt um eine Systemachse drehbar ausgeführt ist. Des Weiteren betrifft die Erfindung auch ein Verfahren zur Erzeugung projektiver und/oder tomographischer Bilddatensätze im differentiellen Phasenkontrast mit Röntgenstrahlung, insbesondere unter Verwendung der oben beschriebenen Anordnung.

[0002] Mit einer solchen Anordnung und einem solchen Verfahren der Differentiellen Phasenkontrast-Computertomographie (DPC-CT) mit Röntgenstrahlung kann nicht nur die drei-dimensionale oder schichtweise Verteilung des Schwächungskoeffizienten $\mu(x, y, z)$ dargestellt werden, sondern es lässt sich auch der Brechungsindex $n = 1 - \delta(x, y, z)$ aus den gemessenen Daten rekonstruieren. Um dies zu erreichen, wird in den Projektionen zusätzlich zur Intensität der transmittierten Röntgenstrahlung auch der Refraktionswinkel, also eine geringe Ablenkung der Röntgenstrahlung beim Durchgang durch ein Objekt, orts aufgelöst gemessen. Für die Messung dieses Refraktionswinkels wird der Aufbau eines Talbot-Interferometers, gegebenenfalls unter zusätzlicher Verwendung eines Quellengitters, genutzt. Beispielhaft wird bezüglich einer solchen Anordnung und eines solchen Verfahrens auf die Druckschriften DE 10 2006 037 255 A1, DE 10 2006 017 291 A1 und DE 10 2006 015 356 A1 verwiesen.

[0003] Bei diesen bekannten Anordnungen und Verfahren wird allerdings mit Hilfe der dort beschriebenen eindimensionalen Phasengitter allerdings nur eine Komponente des Refraktionswinkels, also des Winkels in der von Strahlrichtung und Gitterstrukturnormale aufgespannten Ebene, gemessen. Entsprechend werden Phaseninformationen, die in einem Winkel zu der von Strahlrichtung und Gitterstrukturnormale aufgespannten Ebene stehen nur reduziert oder nicht wiedergegeben.

[0004] Es ist daher Aufgabe der Erfindung, eine Anordnung und ein Verfahren zur projektiven und/oder tomographischen Phasenkontrastbildung mit Röntgenstrahlung zu finden, die es unter Verwendung einfacher eindimensionaler Phasengitter ermöglichen, den vollständigen Refraktionswinkel und damit den vollständigen Phasenschubgradienten im Rahmen einer Abtastung zu bestimmen, um den Phasenschub eines Untersuchungsobjektes projektionsweise oder in tomographischer Darstellung zeigen zu können.

[0005] Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

[0006] In dieser Druckschrift wird beschrieben, wie es auf einfache Weise ermöglicht wird, mit einem ein-dimensionalen Talbot-Interferometer, den vollständigen Refraktionswinkel beziehungsweise zwei linear-unabhängige Richtungsableitungen der Phasenprojektion zu messen. Es wird auch ein Verfahren dargestellt, mit dem die so gemessene vollständige Gradienteninformation in zwei Richtungsableitungen umgerechnet werden kann, die direkt für die tomographische Rekonstruktion mit existierenden Rekonstruktionsverfahren geeignet sind.

[0007] Die Erfinder haben hierzu Folgendes erkannt:

Für die Projektionsmessung wird ein Gitter-Interferometer, auch Talbot-Interferometer genannt, mit ein-dimensionalen Gitterstrukturen verwendet, wie es beispielsweise in den zuvor genannten Druckschriften oder "Interferometer for quantitative phase contrast imaging and tomography with an incoherent polychromatic x-ray source", C. David, F. Pfeiffer, and T. Weitkamp, beschrieben ist. Diese Gitter sind bei der Verwendung sehr gering aufgefächelter Strahlen meist plan und werden senkrecht zum einfallenden Strahl orientiert. Bei der Verwendung divergenter Strahlen können die Gitter auch sphärisch sein und/oder um den Quellpunkt angeordnet werden.

[0008] Zur Messung wird für jede Projektion mit dem Interferometer ein so genannter Phasenscan durchgeführt. Aus diesem werden die mittlere Intensität und die Richtung der Strahlung hinter dem Untersuchungsobjekt für jeden Detektorpixel bestimmt. Durch die Normierung der Signale auf eine Referenzprojektion ohne Untersuchungsobjekt erhält man die Projektion des linearen Schwächungskoeffizienten wie in der herkömmlichen CT und zusätzlich ein Bild der Refraktionswinkel oder Gradientenvektoren. Die gemessenen Refraktionswinkel

enthalten allerdings nur den Anteil des Refraktionswinkels, der in der von Strahlrichtung und Gitterstrukturnormale aufgespannten Ebene liegt. Der Refraktionswinkel ist in guter Näherung gegeben durch $\vec{\nabla}p$, den Gradienten der Projektion $p = \int \delta(x, y, z) ds$ des Brechungsindex entlang der Projektionsrichtung (= Strahlrichtung). Mit dem Talbot-Interferometer wird also jeweils eine Richtungsableitung von p und nicht der vollständige Gradient $\vec{\nabla}p$ gemessen.

[0009] Zur einfacheren Darstellung kann zunächst von einer Parallelstrahlanordnung und davon, dass die Gitterplan sind ausgegangen werden und in einer tz -Ebene liegen, wie es in der [Fig. 1](#) dargestellt ist. Die Orientierung der Gitterstrukturen wird durch den Winkel ξ zwischen der z -Achse und den Gitterlinien beschrieben. Die Gitterstrukturnormale

$$\vec{n}_\xi = \begin{bmatrix} \cos \xi \\ \sin \xi \end{bmatrix}$$

im tz -Koordinatensystem beschreibt dann gerade die Richtung, der mit dem Interferometer gemessenen Richtungsableitung von p . Der Vektor \vec{n}_ξ steht senkrecht auf den Gitterlinien und zeigt in die Richtung, für die der Phasengradient bestimmt wird. Für den vollständigen Gradienten

$$\vec{\nabla}p = \begin{bmatrix} \frac{\partial p}{\partial t} \\ \frac{\partial p}{\partial z} \end{bmatrix},$$

ist die Richtungsableitung entlang der Richtung \vec{n}_ξ gegeben durch

$$\frac{\partial p}{\partial n_\xi} = \vec{n}_\xi \vec{\nabla}p,$$

dem Skalarprodukt der Vektoren \vec{n}_ξ und $\vec{\nabla}p$.

[0010] Für die tomographische Rekonstruktion von $\delta(x, y, z)$ können Projektionen unter vielen verschiedenen Projektionswinkeln aufgenommen werden, wie es beispielsweise in Weitkamp et al., Optics Express 12, 6296, 2005; Pfeiffer et al., Phys Rev Lett 98, 108105, 2007, beschrieben ist. Vorteilhaft kann hierfür im Labormaßstab das Untersuchungsobjekt um eine zum Röntgenstrahl senkrechte Drehachse rotiert werden oder es wird bei einer großmaßstäblichen Anwendung die Röntgenquelle mit Phasengitter und Ausleseanordnung um das Untersuchungsobjekt rotiert. Zur Vereinfachung wird jetzt definiert, dass das Untersuchungsobjekt für die Projektionsmessungen, entsprechend der Darstellung in [Fig. 1](#), um die z -Achse rotiert wird. Die relative Rotation des Untersuchungsobjektes wird dabei durch den Projektionswinkel θ beschrieben. Entsprechend sind die Projektionen, die hier nur als p notiert werden, als Funktionen $p(t, z, \theta)$ zu verstehen.

[0011] Der Winkel ξ bzw. die Gitterstrukturnormale \vec{n}_ξ beschreiben die relative Orientierung der gemessenen Richtungsableitung zur tomographischen Drehachse. Für die Spezialfälle $\xi = 0^\circ$ und $\xi = 90^\circ$ werden die Richtungsableitungen

$$\frac{\partial p}{\partial n_{\xi=0^\circ}} = \frac{\partial p}{\partial t}$$

und

$$\frac{\partial p}{\partial n_{\xi=90^\circ}} = \frac{\partial p}{\partial z},$$

also gerade die Richtungsableitungen entlang der t - bzw. der z -Achse, d. h. senkrecht oder parallel zur Drehachse, gemessen. Diese Richtungsableitungen sind, wie weiter unten erklärt wird, für die tomographische Rekonstruktion von besonderer Bedeutung. Es können aber auch beliebige andere Winkel ξ für die Messung gewählt werden.

[0012] Wenn die Projektion p aus den gemessenen Richtungsableitungen $\partial p / \partial n_\xi$ wiederhergestellt werden kann, dann können herkömmliche tomographische Verfahren zur Rekonstruktion von $\delta(x, y, z)$ verwendet werden. Zum Beispiel kann p aus der numerischen Integration einer einzigen Richtungsableitung für einen Winkel ξ berechnet werden, wenn eine Integrationskonstante, z. B. der Wert von p am Rand der Projektion, bekannt ist. Die so erhaltene Projektion kann mit herkömmlichen tomographischen Rekonstruktionsalgorithmen rekon-

struiert werden. Mehrere Richtungsableitungen mit unterschiedlichen Winkeln ξ_i , $i = 1, 2, \dots$, können auf diese Weise numerisch integriert werden. Anschließend können die für alle ξ_i erhaltenen Projektionen p_i gewichtet überlagert werden.

[0013] Andere Verfahren erlauben es, die Projektion $p(t, z)$ direkt aus mehreren Richtungsableitungen zu bestimmen. Diesbezüglich wird auf die Druckschrift C. Kottler et al., Optics Express 15, 3, 1175–1181, 2007, verwiesen, die eine Methode beschreibt, in der zwei gemessene orthogonale Richtungsableitungen, z. B. $\partial p / \partial n_{\xi=0^\circ}$ und $\partial p / \partial n_{\xi=90^\circ}$ aufgenommen bei $\xi = 0^\circ$ und $\xi = 90^\circ$, kombiniert werden. Dazu wird

$$p(t, z) = IFT \left[2\pi i (k + il) FT \left(\frac{\partial p(t, z)}{\partial n_{\xi=0^\circ}} + i \frac{\partial p(t, z)}{\partial n_{\xi=90^\circ}} \right) \right]$$

berechnet, wobei FT die zwei-dimensionale Fourier-Transformation vom Ortsraum t, z in den Frequenzraum k, l und IFT die entsprechende inverse Fourier-Transformation ist.

[0014] Da die Wiederherstellung von p aus mehreren linear-unabhängigen Richtungsableitungen im Allgemeinen ein überbestimmtes Problem darstellt, können auch Optimierungsstrategien für die Wiederherstellung von p angewandt werden.

[0015] Die Bestimmung der Projektion p vor der tomographischen Rekonstruktion ist aber nicht zwingend erforderlich. Im Folgenden wird beschrieben, wie auch mit den Richtungsableitungen, also den Gradientenvektoren der Phasenverschiebung, tomographische Darstellungen der Phasenverschiebung rekonstruiert werden können.

[0016] Bezüglich der tomographischen Rekonstruktion der Richtungsableitungen sind die Fälle $\xi = 0^\circ$ und $\xi = 90^\circ$ zu unterscheiden.

[0017] 'In-plane'-Gradient-Rekonstruktion (Fall $\xi = 0^\circ$): Für $\xi = 0^\circ$ ist die Drehachse parallel zu den Gitterstrukturen orientiert und es wird die Richtungsableitung $\partial p / \partial t$ senkrecht zur Drehachse bzw. in der Rekonstruktionsebene gemessen. Die Verteilung $\delta(x, y, z)$ kann direkt aus den Richtungsableitungen rekonstruiert werden, wenn ein abgewandeltes Rekonstruktionsverfahren benutzt wird, das den besonderen differentiellen Charakter der Daten berücksichtigt. Es wird diesbezüglich auf die Druckschriften G. W. Faris and R. L. Byer, Optics Lett. 12, No. 2, pp. 72–74, 1987; Noo et al., Phys. Med. Biol. 49, pp. 3903–3923, 2004; Huang et al., J. Phys. D, 39, 2925; und F. Pfeiffer et al., Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, 580, 925–928, 2007, verwiesen. Ein ähnliches Rekonstruktionsverfahren berechnet Richtungsableitungen in den Schichten aus den Richtungsableitungen in der Projektion [A. Maksimenko, Appl. Phys. Lett. 86, 124105, 2005].

[0018] 'Out-of-plane'-Gradient-Rekonstruktion (Fall $\xi = 90^\circ$): Für $\xi = 90^\circ$ ist die Drehachse senkrecht zu den Gitterstrukturen orientiert und es wird die Richtungsableitung $\partial p / \partial z$ in z -Richtung, also senkrecht zur Rekonstruktionsebene, gemessen. Der z -Gradient $\frac{\partial}{\partial z} \delta(x, y, z)$ im Objekt ist von der Rotation des Untersuchungsobjektes, d. h. vom Projektionswinkel θ , unabhängig. Somit ist die tomographische Rekonstruktion von $\frac{\partial}{\partial z} \delta(x, y, z)$ aus den gemessenen Richtungsableitungen (= Projektionen) mit herkömmlichen Rekonstruktionsverfahren möglich. Bezüglich solcher Rekonstruktionsverfahren wird beispielhaft auf die Druckschrift Dilmanian et al., 2000, Phys. Med. Biol. 45, 4, pp. 933–946, verwiesen. Eine numerische Integration entlang der z -Achse ermöglicht auch die Wiederherstellung von $\delta(x, y, z)$ aus dem rekonstruierten $\frac{\partial}{\partial z} \delta(x, y, z)$, wenn für jedes X, Y eine Integrationskonstante bekannt ist. Typischerweise ist z. B. $\delta(x, y, z) = 0$ am Rand bzw. außerhalb des Untersuchungsobjektes bekannt.

[0019] Obwohl grundsätzlich die tomographische Rekonstruktion des Objektes aus nur einer gemessenen Richtungsableitung möglich ist, kann erfindungsgemäß eine Verbesserung der Rekonstruktion dadurch erzielt werden, dass der vollständige Gradienten-Vektor gemessen und für die Rekonstruktion verwendet wird. Um die beiden Richtungsableitungen $\partial p / \partial t$ und $\partial p / \partial z$ zu messen, müssen zwei Messungen für unterschiedliche relative Orientierungen der Gitterstrukturen und des Untersuchungsobjektes durchgeführt werden. Für die Computertomographie erfordert die Messung von Richtungsableitungen für $\xi = 0^\circ$ und $\xi = 90^\circ$ eine Verdrehung der Gitteranordnung relativ zur Drehachse.

[0020] Gemäß dem hier dargestellten Verfahren wird vorgeschlagen jeweils zwei Messungen mit unterschiedlicher Orientierung des Phasengitters und damit auch der Ausleseanordnung und gegebenenfalls auch eines Quellgitters durchzuführen. Eine solche Neuorientierung der Gitter ist arbeits- und zeitaufwendig und insbesondere bei der Anwendung des Verfahrens an einem lebenden Organismus kaum möglich, da zwischen

den Messungen zu viel Zeit verstreicht, als dass noch das Untersuchungsobjekt in identischer Lage abzutasten wäre. Es wird also vorteilhaft sein, bei einer CT-Untersuchung gleichzeitig die beiden Messungen durchzuführen. Dies kann zum Beispiel mit einem so genannten Dual-Source-CT geschehen, bei dem jedes Strahler-Detektor-System mit Gittern unterschiedlicher Orientierung eingesetzt wird. Sind die Strahler-Detektor-Systeme hierbei um 90° winkelvesetzt zueinander auf einer gemeinsamen Gantry angeordnet, so kann eine fast gleichzeitige Abtastung mit beiden Gitterorientierungen erfolgen, ohne, dass zu große Ortsunschärfen durch eine Bewegung des Untersuchungsobjektes zu befürchten wäre. Nachteil einer derartigen Anordnung ist allerdings der relativ hohe Kostenaufwand aufgrund der doppelt vorhandenen Strahler-Detektor-Systeme.

[0021] Die Erfinder haben jedoch auch erkannt, dass Phasenscans mit einem einzigen um eine Systemachse schwenk- oder rotierbaren Strahler-Detektor-System möglich sind, wenn die dort angebrachten röntgenoptischen Gitter (Quellgitter, Phasengitter, Analysengitter) unter einem Winkel ξ , der nicht $\xi = 0^\circ$ und nicht $\xi = 90^\circ$ entspricht, relativ zur Systemachse – genauer gesagt relativ zur Projektion der Systemachse im Strahlengang auf die Gitter – angeordnet wird. Laborstabsmäßig kann bei der DPC-CT hierzu die für die Einstellung der Projektionswinkel vorhandene Drehachse verwendet werden. Das Objekt oder das Untersuchungsobjekt wird um diese Achse rotiert, wobei die Orientierung durch den Winkel θ beschrieben sei. Im Maßstab eines CT-Systems zur Untersuchung eines Patienten müssen die röntgenoptischen Gitter entsprechend orientiert zur Systemachse eingebaut werden. Bei einer solchen "schrägen" Orientierung der Gitter wird jeweils nach einer relativen Umdrehung des Objektes zum Strahler-Detektor-System um 180°, also bei einer Abtastung auf der gleichen Projektionsachse aber in gegenläufiger Richtung, der Phasenscan mit relativ zum Untersuchungsobjekt unterschiedliche orientierten Gittern durchgeführt.

[0022] Durch die Auswertung von solchen Projektionspaaren, die unter Projektionswinkeln θ_1 und $\theta_2 = \theta_1 + 180^\circ$ aufgenommen werden, wird also der Gradient jeweils senkrecht zu den Gitterlinien bestimmt. Durch die Verkippung des Gitters relativ zur Drehachse um den Winkel ξ , entsprechen die bei θ_1 und θ_2 , also mit 180° Versatz gemessenen Projektionen, dann dem Gradienten entlang unterschiedlicher Raum-Richtungen im System des Untersuchungsobjektes. Im Allgemeinen sind die beiden Projektionen also nicht mehr Spiegelbilder voneinander und der gemessene Gradient der zweiten Messung ist nicht zum Gradienten der ersten Messung parallel. Dies gilt natürlich nur für $\xi \neq n \cdot 90^\circ$ mit $n = 0, 1, 2, 3, \dots$. Für den Spezialfall $\xi = 45^\circ$ stehen die beiden gemessenen Gradienten gerade senkrecht zueinander.

[0023] Aus der Kombination beider Messungen lässt sich daher der Gradient für jede beliebige Richtung berechnen. Mathematisch lässt sich dies folgendermaßen ausdrücken. Wir messen die Richtungsableitungen

$$\frac{\partial p_{\theta=0^\circ}}{\partial n_\xi} = \vec{n}_\xi \vec{\nabla} p_{\theta=0^\circ} = \begin{bmatrix} \cos \xi \\ \sin \xi \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \partial p_{\theta=0^\circ} / \partial t \\ \partial p_{\theta=0^\circ} / \partial z \end{bmatrix} \quad \text{Gl. (1)}$$

und

$$\frac{\partial p_{\theta=180^\circ}}{\partial n_\xi} = \vec{n}'_\xi \vec{\nabla} p_{\theta=180^\circ} = \begin{bmatrix} \cos \xi \\ \sin \xi \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -\partial p_{\theta=0^\circ} / \partial t \\ \partial p_{\theta=0^\circ} / \partial z \end{bmatrix} \equiv \vec{n}'_\xi \vec{\nabla} p_{\theta=0^\circ} \quad \text{Gl. (2)}$$

für zwei Projektionen. Wobei wir hier zur Vereinfachung Projektionswinkel $\theta = 0^\circ$ und 180° angenommen haben. Wir haben benutzt, dass

$$\frac{\partial p_{\theta=180^\circ}}{\partial t} = -\frac{\partial p_{\theta=0^\circ}}{\partial t}$$

ist. Wir sehen in Gleichung (2), dass die Richtungsableitung in der Projektion bei $\theta = 180^\circ$ gerade der Richtungsableitung in der Richtung von

$$\vec{n}'_\xi = \begin{bmatrix} -\cos \xi \\ \sin \xi \end{bmatrix} = \vec{n}_{180^\circ-\xi}$$

entspricht. Der in der vorherigen Gleichung eingeführte Vektor \vec{n}'_ξ ist die Spiegelung von \vec{n}_ξ an der z-Achse. Das Prinzip der Messung ist in den [Fig. 4](#) und [Fig. 7](#) für eine Simulation von sphärischen Objekten dargestellt.

[0024] Für die Berechnung der für die tomographische Rekonstruktion wichtigen Gradienten-Richtungen entlang der System- oder Drehachse in z-Richtung und senkrecht zur Drehachse in t-Richtung ergibt sich aus Gleichungen (1) und (2) für eine gegebene Verkippung um den Winkel ξ

$$\frac{\partial p_{\theta=0^\circ}}{\partial t} = \frac{\frac{\partial p_{\theta=0^\circ}}{\partial n_\xi} + \frac{\partial p_{\theta=180^\circ}}{\partial n_\xi}}{2 \sin \xi} \quad \text{Gl. (3)}$$

und

$$\frac{\partial p_{\theta=0^\circ}}{\partial z} = \frac{\frac{\partial p_{\theta=0^\circ}}{\partial n_\xi} - \frac{\partial p_{\theta=180^\circ}}{\partial n_\xi}}{2 \cos \xi} \quad \text{Gl. (4)}$$

Somit können diese fundamentalen Richtungsableitungen aus den gemessenen Richtungsableitungen für zwei um 180° versetzte Projektionen bestimmt werden, sofern die Nenner in den Gleichungen (3) und (4) nicht Null werden. Entsprechend lassen sich auch beliebige andere Richtungsableitungen aus den gemessenen Richtungsableitungen bestimmen.

[0025] Diese Messung mit "schräg" orientierten Gittern erlaubt es, die Phasengradienten der Projektion auf einfache Weise in zwei voneinander unabhängigen Richtungen zu messen, ohne dabei die Gitteranordnung, genauer die Gitterorientierung im Strahler-Detektor-System, verändern zu müssen. Auch müssen Detektor und Untersuchungsobjekt nicht um die Strahlachse gedreht werden. Um dies zu erreichen wird eine geeignete Gitterorientierung mit einem Winkel ξ gewählt und das Untersuchungsobjekt aus jeweils zwei um 180° versetzten Projektionsrichtungen durchleuchtet. Aus den gemessenen Gradienten können wiederum die Gradienten für beliebige andere Richtungen in der Projektion bestimmt werden. Die Drehung der Anordnung oder des Untersuchungsobjektes um die Strahlachse für die Messung einer zweiten Gradientenrichtung wird überflüssig. Die bereits vorhandene CT-Drehachse wird verwendet, um die Orientierung des Untersuchungsobjektes relativ zur Gitterstruktur zu verändern.

[0026] Für eine Laboranordnung ergibt sich ein entscheidender Vorteil durch die beschriebene Anordnung. Da das Untersuchungsobjekt für die Messung von zwei Richtungsableitungen nicht um die Strahlachse sondern nur um die z-Achse gedreht werden muss, kann das Untersuchungsobjekt ohne Schwierigkeiten in einem Flüssigkeitstank hängen, wenn die z-Achse entsprechend der Schwerkraft ausgerichtet wird.

[0027] Bereits aus dem differentiellen Datensatz $\partial p/\partial t$, der senkrecht zur z-Achse bestimmt wird, kann prinzipiell der Brechungsindex für die gesamte Schicht eindeutig bestimmt werden. Die zusätzliche Information, die über den Gradienten in z-Richtung erhalten wird, kann dazu verwendet werden, um die Konsistenz der Daten zu überprüfen oder Fehler in der Rekonstruktion zu minimieren. Beides ist sowohl für die Projektionen als auch für die Rekonstruktionen möglich. Beispielsweise kann die zuvor zitierte Methode von Kottler et al. dazu verwendet werden, um p aus zwei gemessenen orthogonalen Richtungsableitungen zu kombinieren.

[0028] Darüber hinaus ermöglicht es die Anordnung, den Gradienten entlang der senkrechten und parallelen Richtung mit unterschiedlicher Genauigkeit zu messen, um sie der jeweiligen Messung bzw. dem jeweiligen Objekt optimal anzupassen. Für die Extremfälle $\xi = 0^\circ$ und $\xi = 90^\circ$ wird jeweils nur eine Komponente des Gradienten gemessen, die zweite Komponente ist unbestimmt. Die relative Genauigkeit der Gradientenmessung für die t- und z-Richtung kann durch geeignete Wahl des Winkels ξ eingestellt werden.

[0029] Die hier beschriebene Methode lässt sich auch in Verbindung mit einer endlich großen inkohärenten Quelle anwenden, wenn in an sich bekannter Weise ein zusätzliches als Absorptionsgitter ausgebildetes Quellgitter G0 im Strahlengang nach der Quelle angeordnet wird. Eine solche Anordnung ist beispielsweise bei F. Pfeiffer et al., Nature Physics 2, pp. 258–261, 2006, beschrieben. Selbstverständlich werden jeweils alle Gitterstrukturen um den gleichen Winkel ξ verkippt.

[0030] Entsprechend den oben beschriebenen Grundgedanken der Erfindung schlagen die Erfinder die nachfolgend beschriebenen Ausführungen einer Anordnung und eines Verfahrens zur projektiven und/oder tomographischen Phasenkontrastbildung mit Röntgenstrahlung vor.

[0031] Diese Anordnung besteht bekannterweise aus:

- mindestens einer kohärenten oder quasikohärenten Röntgenquelle, welche einen Strahlengang erzeugt, und
- einem Messfeld, in welchem ein Untersuchungsobjekt positioniert werden kann, wobei
- im Strahlengang ein eindimensionales Phasengitter mit Gitterlinien zur Erzeugung eines Interferenzmus-

ters positioniert ist,

- eine Ausleseanordnung für das erzeugte Interferenzmuster hinter dem Phasengitter angeordnet ist, welche während eines Phasenscans die Veränderung des Frequenzmusters detektiert,
- wobei die mindestens eine Röntgenquelle mit dem zugehörigen Phasengitter und der Ausleseanordnung relativ zum Untersuchungsobjekt um eine Systemachse drehbar ausgeführt ist. Die erfindungsgemäße Ausgestaltung dieser Anordnung besteht darin, dass das oder die Phasengitter im Strahlengang derart angeordnet ist/sind, dass während einer Umdrehung der mindestens einen Röntgenquelle das Untersuchungsobjekt mit unterschiedlichen räumlichen Orientierungen der Gitterlinien relativ zum Untersuchungsobjekt gescannt wird.

[0032] Gemäß einer Ausführungsvariante der Anordnung wird vorgeschlagen, dass zwei Röntgenquellen auf einer Gantry vorgesehen sind und die Phasengitter jeder Röntgenquelle einen anderen Anstellwinkel ($\zeta_1 = 90^\circ - \xi_1$, $\zeta_2 = 90^\circ - \xi_2$) zwischen seinen Gitterlinien und der in Strahlrichtung darauf projizierten Systemachse aufweist. Hierbei können die beiden Anstellwinkel ($\zeta_1 = 90^\circ - \xi_1$, $\zeta_2 = 90^\circ - \xi_2$) rechtwinklig zueinander orientiert sein, vorzugsweise betragen sie 0° und 90° . Alternativ können die beiden Anstellwinkel ($\zeta_1 = 90^\circ - \xi_1$, $\zeta_2 = 90^\circ - \xi_2$) auch derart ausgerichtet werden, dass der Fehler in der Rekonstruktion minimiert wird.

[0033] Gemäß einer anderen Ausführungsvariante der Anordnung wird vorgeschlagen, dass in einem Strahlengang einer Röntgenquelle ein Phasengitter angeordnet ist, welches zwischen seinen Gitterlinien und der in Strahlrichtung darauf projizierten Systemachse einen Anstellwinkel ($\zeta = 90^\circ - \xi$) aufweist, der ungleich dem ganzzahligen Vielfachen eines rechten Winkels ist.

[0034] Vorteilhaft sollte der Anstellwinkel ($\zeta = 90^\circ - \xi$) auf Werte zwischen 10° und 80° , vorzugsweise zwischen 30° und 60° , vorzugsweise 45° , eingestellt sein, wobei es besonders günstig ist, wenn der Anstellwinkel ($\zeta = 90^\circ - \xi$) derart gewählt wird, dass der Fehler in der Rekonstruktion minimiert wird.

[0035] In einer Ausgestaltung der Anordnung wird weiterhin vorgeschlagen, dass die Ausleseanordnung aus einem Analysegitter und einem mindestens einzeiligen Detektor besteht. Alternativ kann die Ausleseanordnung allerdings aus einem Detektor bestehen, wobei je Detektorelement in Ausrichtung der Gitterlinien des Phasengitters eine Vielzahl von einzeln auslesbaren streifenförmigen Detektionsstreifen vorliegt. Hierdurch kann auf eine Relativbewegung der Gitter beim Phasenscan verzichtet werden und die Position des Intensitätsmaximums auf dem Detektorelement direkt bestimmt werden.

[0036] Um die zur Phasenkontrastmessung notwendige Kohärenzbedingung zu erfüllen, kann einerseits eine nahezu punktförmige Röntgenquelle verwendet werden, alternativ kann allerdings auch im Strahlengang zwischen einer relativ großen Röntgenquelle und dem Phasengitter ein Quellengitter zur Erzeugung quasikohärenter Strahlung angeordnet werden. Analog hierzu kann die Röntgenquelle selbst streifenförmig ausgebildet werden, indem zum Beispiel auf der Anode streifenförmig unterschiedliche Materialien angeordnet werden oder die Anode mit einem gerichteten Elektronenstrahl streifenförmig abgetastet wird.

[0037] Neben der erfindungsgemäßen Anordnung wird auch ein Verfahren zur Erzeugung projektiver und/oder tomographischer Bilddatensätze im differentiellen Phasenkontrast mit Röntgenstrahlung vorgeschlagen, wobei für dieses Verfahren insbesondere die oben beschriebenen Ausführungsvarianten der Anordnung verwendet werden können. Das vorgeschlagene Verfahren weist dabei die folgenden Verfahrensschritte auf:

- Abtastung eines Untersuchungsobjektes mit mindestens einer kohärenten oder quasikohärenten Röntgenquelle und mindestens einem im Strahlengang angeordneten eindimensionalen Phasengitter auf mindestens einer Projektionsachse,
- wobei je Projektionsachse mindestens zwei Phasenscans mit jeweils unterschiedlich orientiertem Phasengitter ausgeführt und jeweils Gradientenvektoren der Phasenschubwerte bestimmt werden, die senkrecht zur Längsrichtung der Gitterlinien des verwendeten Phasengitters und in der Ebene des verwendeten Phasengitters liegend, ausgerichtet sind, und
- aus mindestens zwei Phasenscans einer Projektionsachse die vollständigen Gradientenvektoren der Phasenschubwerte mit Betrag und Richtung in der Ebene des verwendeten Phasengitters berechnet werden.

[0038] Im Sinne der Erfindung bedeutet die Projektionsachse eine Achse im Raum, auf der in zwei entgegengesetzten Richtungen Projektionen mit entsprechenden Phasenscans durchgeführt werden können.

[0039] Die hierdurch erhaltenen Projektionswerte, die den vollständigen Gradientenvektoren der Phasenschubwerte jedes Röntgenstrahls beim Durchdringen des Untersuchungsobjektes wiedergeben, können dann

entweder direkt als projektive Darstellung ausgegeben werden oder es können aus den Gradientenvektoren durch Integration die Phasenschubwerte je Röntgenstrahl beim Durchdringen des Untersuchungsobjektes ermittelt und dargestellt werden. Beispielsweise kann dabei am Messrand oder einer definierten Position des Messfeldes ein bestimmter bekannter Wert des Phasenschubs angenommen werden, der bei der Integration als konstanter Faktor übernommen wird.

[0040] Sind die örtlichen Phasenschubwerte für eine Vielzahl von Projektionswinkeln über mindestens 180° ermittelt worden, so können in an sich bekannter Weise aus diesen Projektionsdaten computertomographische Bilddaten rekonstruiert werden.

[0041] Vorteilhaft kann es allerdings auch sein, anstelle einer vollständigen Berechnung der Phasenschubwerte und Rekonstruktion von tomographischen Darstellungen aus den zuvor durch Integration erhaltenen projektiven Phasenschubwerten, auf den Zwischenschritt der Integration zu verzichten und statt dessen direkt aus den differentiellen Messwerten die Rekonstruktion durchzuführen. Vorteilhaft kann die Rekonstruktion auch direkt mit den differentiellen Werten der Projektion durchgeführt werden.

[0042] Entsprechend schlagen die Erfinder auch ein Verfahren zur Erzeugung projektiver und/oder tomographischer Bilddatensätze im differentiellen Phasenkontrast mit Röntgenstrahlung vor, vorzugsweise unter Verwendung der oben beschriebenen erfindungsgemäßen Anordnung, welches die folgenden Verfahrensschritte aufweist:

- Abtastung eines Untersuchungsobjektes mit mindestens einer kohärenten oder quasikohärenten Röntgenquelle und mindestens einem im Strahlengang angeordneten eindimensionalen Phasengitter auf mindestens einer Projektionsachse,
- wobei je Projektionsachse mindestens zwei Phasenscans mit jeweils unterschiedlich orientiertem Phasengitter ausgeführt und jeweils Gradientenvektoren der Phasenschubwerte bestimmt werden, die senkrecht zur Längsrichtung der Gitterlinien des verwendeten Phasengitters und in der Ebene des verwendeten Phasengitters liegend, ausgerichtet sind, und
- direkt aus den Gradientenvektoren eine Rekonstruktion von tomographischen örtlichen Phasenschubwerten stattfindet.

[0043] Vorteilhaft kann hierbei die Rekonstruktion direkt mit den zwei senkrecht zu den Gitterlinien des Phasengitters gemessenen Gradientenvektoren durchgeführt werden.

[0044] Außerdem können vor der Rekonstruktion aus zwei senkrecht zu den Gitterlinien des Phasengitters gemessenen Gradientenvektoren die vollständigen Gradientenvektoren mit Betrag und Richtung berechnet und damit die Rekonstruktion durchgeführt werden.

[0045] Zur Durchführung dieser beiden oben beschriebenen Verfahrensarten können je Projektionsachse zwei Phasenscans in gegenläufiger Richtung mit demselben System aus Röntgenquelle, Phasengitter und Ausleseanordnung stattfinden, wobei dieses System zwischen zwei entgegengesetzt gerichteten Phasenscans jeweils um 180° um eine Systemachse gedreht wird. Findet dieses Verfahren im Rahmen einer CT-Messung statt, bei der eine Vielzahl von Projektionsrichtungen abgetastet wird, so werden bei der Auswertung entsprechende auf gleicher Projektionsachse befindliche gegenläufige Messungen berücksichtigt.

[0046] Alternativ können auch mindestens zwei auf einer Gantry winkelversetzt angeordnete Projektionssysteme aus Röntgenquelle, Phasengitter und Ausleseanordnung verwendet werden, wobei die Orientierung der Phasengitter bezogen auf die Projektion der Systemachse der Gantry im Strahlengang auf das Phasengitter unterschiedlich ist. Hierbei ist es günstig, wenn die Gitterlinien des Phasengitters zweier Projektionssysteme mit der im Strahlengang darauf projizierten Systemachse Anstellwinkel bilden, die sich um 90° voneinander unterscheiden, vorzugsweise einen Anstellwinkel von 0° beziehungsweise 90° bilden.

[0047] Im Folgenden wird die Erfindung anhand der bevorzugten Ausführungsbeispiele mit Hilfe der Figuren näher beschrieben, wobei nur die zum Verständnis der Erfindung notwendigen Merkmale dargestellt sind. Es werden folgende Bezugszeichen und Variable verwendet: **1**: CT-System; **2**, **4**: Röntgenröhre; **3**, **5**: Detektor; **6**: Gantrygehäuse; **8**: Liegentisch; **10**: Steuer- und Recheneinheit; B: Brennfleck; D: Detektor; G0: Quellengitter; G1: Phasengitter; G2: Analysegitter; P: Untersuchungsobjekt/Patient; p: Projektion; Prg₁ bis Prg_n: Computerprogramme; S: Systemachse; t: zur Systemachse senkrechte Achse in Detektorebene; z: Systemachse/Drehachse; I: erste Strahler-Detektor-Anordnung; II: zweite Strahler-Detektor-Anordnung; γ : Röntgenstrahlung; θ : Projektionswinkel; ζ : Anstellwinkel zwischen Gitterlinien und im Strahlengang projizierter Drehachse; ξ : Winkel zwischen der Gitternormalen und t-Achse; \vec{n}_ξ : Gitterstruktur-Normalenvektor. Es zeigen im Einzelnen:

- [0048] [Fig. 1](#) eine Laboranordnung eines Talbot-Interferometers zur Messung des differentiellen Phasenkontrasts mit punktförmiger kohärenter Röntgenquelle;
- [0049] [Fig. 2](#) eine Laboranordnung eines Talbot-Interferometers zur Messung des differentiellen Phasenkontrasts mit flächigem Brennfleck und Quellengitter;
- [0050] [Fig. 3](#) eine Darstellung der Messprinzips unter Verwendung eines um 45° verkippten Phasengitters bei sich um das Untersuchungsobjekt drehendem Strahler-Detektor-System;
- [0051] [Fig. 4](#) eine Darstellung der Messergebnisse bei drei idealen sphärischen Untersuchungsobjekten unter Verwendung eines um 45° verkippten Phasengitters;
- [0052] [Fig. 5](#) eine Phasenkontrastdarstellung der drei idealen sphärischen Untersuchungsobjekte aus den [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#);
- [0053] [Fig. 6](#) ein Phasenkontrast-CT-System mit einem Strahler-Detektor-System;
- [0054] [Fig. 7](#) eine Darstellung der Messergebnisse bei drei idealen sphärischen Untersuchungsobjekten unter Verwendung zweier Strahler-Detektor-Systeme mit jeweils um 45° verkippten und zueinander um 90° verkippten Phasengittern;
- [0055] [Fig. 8](#) eine Darstellung der Messprinzips mit drei idealen sphärischen Untersuchungsobjekten unter Verwendung zweier Strahler-Detektor-Systeme mit um 0° beziehungsweise 90° verkippten Phasengittern und
- [0056] [Fig. 9](#) ein Phasenkontrast-CT-System mit zwei Strahler-Detektor-Systemen mit unterschiedlich verkippten Phasengittern.
- [0057] Die [Fig. 1](#) zeigt eine Darstellung einer erfindungsgemäßen Messanordnung mit einem Talbot-Interferometer für den Parallelstrahl-Fall mit einem Phasengitter G1 und einem Analysengitter G2 und einer punktförmigen kohärenten Strahlungsquelle, die Röntgenstrahlung γ aussendet. Eine solche Anordnung ist bis auf die Orientierung der Gitterstrukturen allgemein bekannt. Der Gitterstruktur-Normalenvektor \vec{n}_ξ steht definitionsgemäß senkrecht auf den Gitterlinien der Gitter G1, G2 und beschreibt die Richtung für die die Richtungsableitung der Projektionen p bestimmt wird. Diese Abbildung ist nur eine schematische Darstellung, insbesondere in Bezug auf die Maßstabsverhältnisse, die Form der Gitter, Gitter-Perioden und Tastverhältnis, sowie die Abstände zwischen den Gittern und die Position des Untersuchungsobjektes P. Der Winkel θ beschreibt die relative Rotation des Untersuchungsobjektes um die tomographische Drehachse z (= z-Achse = Systemachse der Gantry eines CT-Systems). Orthogonal zur z-Achse ist die t-Achse dargestellt, die in der Ebene der Gitter oder Projektion liegt. Die relative Rotation zwischen Untersuchungsobjekt P und Messanordnung kann wie hier gezeigt durch eine Rotation des Untersuchungsobjektes als auch durch eine Rotation der Messanordnung um das Untersuchungsobjekt realisiert werden, wie es bei klinischen Phasenkontrast-CT-Systemen üblich ist.
- [0058] Eine ähnliche Darstellung einer Messanordnung für den nicht Parallelstrahl-Fall ist in der [Fig. 2](#) gezeigt. Hier wird als Strahlungsquelle eine inkohärente Quelle mit einem räumlich ausgedehnten Brennfleck B verwendet, wobei durch das im Strahlengang angeordnete Quellengitter G0 zwischen Brennfleck B und Untersuchungsobjekt P eine quasikohärente Röntgenstrahlung γ erzeugt wird.
- [0059] In beiden oben gezeigten Fällen kann das Untersuchungsobjekt P um einen Rotationswinkel $\theta = 180^\circ$ gedreht werden, so dass das Untersuchungsobjekt P – aus dem Koordinatensystem des Untersuchungsobjektes betrachtet – jeweils mit gespiegelt orientierten Gittern abgetastet wird.
- [0060] Eine ähnliche Situation ist in der [Fig. 3](#) gezeigt. Hier wird ein Untersuchungsobjekt P, bestehend aus drei Sphären, mit einer Messanordnung, bestehend aus einem Brennfleck der Röntgenquelle B, drei Gittern G0, G1 und G2 zur Phasenkontrastmessung, und einem Detektor D, durch zwei Phasenscans mit spiegelbildlich orientierten Phasengittern auf der gleichen punktiert dargestellte Projektionsachse, jedoch in entgegengesetzter Projektionsrichtung abgetastet. Auf dem Detektor erscheint dabei das Untersuchungsobjekt P gespiegelt mit um 90° gedrehten Phasengittern G1 relativ zur Systemachse beziehungsweise Drehachse z.
- [0061] Wird mit einer solchen Anordnung das Untersuchungsobjekt P mit zwei Phasenscans vermessen, so ergeben sich Messergebnisse, wie sie in der [Fig. 4](#) gezeigt werden.

[0062] In dieser [Fig. 4](#) wurde ein zwei-dimensionaler Detektor simuliert der parallel zur Drehachse ausgerichtet wurde, so dass die Drehachse in die Mitte des Detektors projiziert wird. Auch wenn ein zwei-dimensionaler Detektor beliebig zu Gittern und Drehachse orientiert werden könnte, scheint doch diese Anordnung vorteilhaft. So kann die um 180° -versetzt gemessene Projektion auf der gleichen Detektorzeile mit der gleichen Breite aufgenommen werden. Da die Daten in dieser Anordnung zeilenweise ausgewertet können, ist natürlich auch ein schmalerer oder ein-dimensionaler (Zeilen-)Detektor einsetzbar.

[0063] Da die Lage der Messpunkte in den um 180° versetzten Projektionen nicht unbedingt übereinstimmt, müssen die Daten bei der Kombination der Richtungsgradienten interpoliert werden. Dazu können Standard-Verfahren, wie 'Nearest-Neighbour' oder 'Bi-Lineare' Interpolation, eingesetzt werden.

[0064] Die Messung kann mit Zwischenwinkelabtastung ('interlaced sampling' der Projektionswinkel θ) durchgeführt werden, so dass die Projektionspaare nicht exakt um $\theta_2 - \theta_1 = 180^\circ$ versetzt sind. Dadurch kann eine höhere effektive Anzahl an verschiedenen Projektionen und somit eine höhere Auflösung erzielt werden. Die zuvor beschriebene Interpolation sollte dann auch auf die Dimension der Projektionswinkel θ ausgedehnt werden.

[0065] Für einen Fächer- oder Kegelstrahl entsprechen die um $\theta_2 - \theta_1 = 180^\circ$ versetzt gemessenen Projektionen nur im zentralen Strahl durch die Drehachse den gleichen Projektionsintegralen. Für den Fächerstrahl können die Messwerte aber mit einer Fächerstrahl-Umsortierung einander zugeordnet werden. Für den zentralen Kegelstrahl, der ebenfalls einen Fächerstrahl darstellt, ist dies ebenfalls möglich. Für die über und unter der zentralen Ebene gelegenen Schichten ist die Umsortierung angenähert möglich.

[0066] Um die Richtungsableitungen zu messen, wird mit dem Interferometer ein so genannter Phasenscan ('phase scan') durchgeführt. Dabei wird eines der Gitter relativ zu den anderen Gittern über eine oder mehrere Gitterperioden kontinuierlich oder schrittweise bewegt. Durch die geeignete Wahl der Bewegungsrichtung, kann dabei auch eine Unterersetzung im Phasenscan erzielt werden, wodurch sich die Anforderung an die Positioniergenauigkeit der mechanischen Komponente für die Gitterbewegung reduziert. Möglich ist diese Unterersetzung, weil die Gitter des Interferometers eine ein-dimensionale Struktur aufweisen und für den Phasenscan nur die zur Gitterstrukturnormale parallele Bewegungskomponente relevant ist.

[0067] Im Ergebnis erhält man die beiden Messergebnisse der Teilfiguren a und b aus [Fig. 4](#). Wie leicht zu erkennen ist, ist das Untersuchungsobjekt P um die System- oder Drehachse z gespiegelt dargestellt. Die kleinen Vektoren an den Messpunkten zeigen den Gradienten des Phasenschubs am jeweiligen Messort senkrecht zur Ausrichtung der Gitterlinien des verwendeten Phasengitters. Durch eine Spiegelung der Messergebnisse der Teilfigur b gelangt man zur Darstellung der Teilfigur c, in der nun das Untersuchungsobjekt P in ihrer Orientierung der Teilfigur a entspricht, allerdings die Ausrichtung des Phasengitters und damit der gemessenen Gradientenvektoren senkrecht zur Teilfigur a verläuft. Da nun die Komponenten der Gradientenvektoren in zwei relativ zueinander unterschiedlichen Richtungen vorliegen, können aus diesen Messergebnissen die vollständigen Gradientenvektoren mit Betrag und Richtung berechnet werden. Das Ergebnis ist in der Teilfigur d gezeigt.

[0068] Durch Integration der vollständigen Gradientenvektoren ausgehend von einem bekannten Phasenschub lässt sich nun über das gesamte Messfeld der tatsächliche örtlich auftretende Phasenschub errechnen. Das Ergebnis einer solchen Berechnung ist in der [Fig. 5](#) dargestellt, wobei die Grautöne den vorliegenden Phasenschub je Messpunkt darstellen und der Phasenschub um so höher ist, je heller der Grauton ist. Die Darstellung zeigt also eine projektive Wiedergabe oder Projektion des Phasenschubs. Wird eine Vielzahl solcher Projektionen über Projektionswinkel von mindestens 180° gemessen, so lässt sich daraus eine tomographische Darstellung eines Objektes berechnen, wobei die Pixelwerte einer solchen Darstellung die spezifischen Phasenschubwerte je Volumenelement wiedergeben.

[0069] In der Praxis kann eine solche Abtastung durch ein Phasenkontrast-CT-System **1** durchgeführt werden, wie es in der [Fig. 6](#) gezeigt ist. Dieses System **1** weist im Gehäuse **6** eine Strahler-Detektor-Anordnung mit Röntgenröhre **4** und Detektorsystem **5** mit im Strahlengang befindlichen – hier nicht näher dargestellten – röntgenoptischen Gittern G0, G1 und G2 ähnlich [Fig. 3](#) auf. Diese röntgenoptischen Gitter G0, G1 und G2 sind dabei um einen Anstellwinkel $\zeta = 90^\circ - \xi$ relativ zur Projektion der Systemachse S auf die Gitterebene verkippt, so dass – wie oben beschrieben – durch zwei entgegengesetzt ausgerichtete Phasenscans auf der gleichen Projektionsachse die vollständigen Gradientenvektoren des Phasenschubs mit Betrag und Richtung und auch der Phasenschub projektionsweise bestimmbar sind. Mit diesen Messergebnissen lassen sich dann tomographische Abbildungen des Patienten P als Untersuchungsobjekt ermitteln. Wird der Patient dabei mit Hilfe des

verschiebbaren Liegentisches **8** durch das Messfeld des CT-Systems **1** geschoben, so kann eine Schnittbild-darstellung in vielen Ebenen und eine Volumendarstellung der Phasenschubwerte rekonstruiert werden. Die entsprechende Steuerung des CT-Systems, die Durchführung der Phasenscans einschließlich Berechnung der Projektionen und Rekonstruktion der Bilddaten kann durch die Steuer- und Recheneinheit **10** mit Hilfe der darin gespeicherten Programme Prg_1 – Prg_n erfolgen.

[0070] Werden anstelle eines einzigen Strahler-Detektor-Systems zwei winkelversetzt zueinander angeordnete Strahler-Detektor-Systeme mit unterschiedlich verkippten Phasengittern verwendet, so kann bei der Ermittlung der beiden räumlichen Gradientenkomponenten auf den Schritt der Rückspiegelung (von **b** nach **c** gemäß **Fig. 4**) verzichtet werden. Die **Fig. 7** zeigt die Ergebnisse zweier hintereinander erfolgten Messungen in gleicher Projektionsrichtung mit zwei Messanordnungen mit unterschiedlich verkippten Gittern. Da hierbei das Untersuchungsobjekt **P** jeweils in gleicher Richtung abgetastet wird, kann aus den Ergebnissen der Phasenscans entsprechend der Teilbilder **a** und **b** direkt das Projektionsbild **d** berechnet werden.

[0071] Eine schematische Darstellung solcher zwei Messungen – allerdings mit Anstellwinkeln von 0° und 90° – ist in der **Fig. 8** gezeigt. Beide Messanordnungen befinden sich dabei erfindungsgemäß auf einer Gantry und sind um 90° winkelversetzt zueinander angeordnet, wie es links und rechts unter den 3D-Darstellungen in Draufsicht auf die Gantry gezeigt ist.

[0072] Die **Fig. 9** zeigt ein entsprechendes Phasenkontrast-CT-System **1** mit zwei in einem Gehäuse **6** auf einer Gantry um 90° winkelversetzt angeordneten Strahler-Detektor-Systemen, mit den Röntgenröhren **2** beziehungsweise **4** und den Detektorsystemen **3** beziehungsweise **5**. Jedes der Strahler-Detektor-Systeme ist zur Phasenkontrastmessung mit je einem Phasengitter ausgestattet, die zueinander unter gleichem Projektionswinkel um 90° zueinander verkippt um die Strahlachse angeordnet sind. Hierdurch können je Projektionswinkel Phasenscans gemäß den

[0073] **Fig. 7** und **Fig. 8** durchgeführt werden. Insgesamt können mit diesen Strahler-Detektor-Systemen über einen Bereich von 360° zu allen Projektionswinkeln je zwei Phasenscans durchgeführt und damit auch mit einer Umdrehung der Gantry über den vollen Winkelbereich von 360° Phasenkontrastdaten ermittelt und zur Rekonstruktion verwendet werden. Die Steuerung des CT-Systems, die Durchführung der Phasenscans einschließlich Berechnung der Projektionen und Rekonstruktion der Bilddaten kann auch hier durch die Steuer- und Recheneinheit **10** mit Hilfe der darin gespeicherten Programme Prg_1 – Prg_n erfolgen.

[0074] Insgesamt wird also in dieser Erfindung eine Anordnung und Verfahren zur projektiven und/oder tomographischen Phasenkontrastbildgebung mit Röntgenstrahlung gezeigt, wobei ein oder mehrere Phasengitter im Strahlengang derart angeordnet ist/sind, dass während einer Umdrehung der mindestens einen Röntgenquelle das Untersuchungsobjekt mit unterschiedlichen räumlichen Orientierungen der Gitterlinien relativ zum Untersuchungsobjekt gescannt wird, so dass aus den beiden Scans mit unterschiedlich orientierten Phasengittern je Röntgenstrahl der vollständige Refraktionswinkel und damit der vollständige Phasenschubgradient bestimmt werden kann, um den Phasenschub eines Untersuchungsobjektes projektionsweise oder in tomographischer Darstellung zeigen zu können.

[0075] Es versteht sich, dass die vorstehend genannten Merkmale der Erfindung nicht nur in der jeweils angegebenen Kombination, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung verwendbar sind, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- DE 102006037255 A1 [0002]
- DE 102006017291 A1 [0002]
- DE 102006015356 A1 [0002]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- "Interferometer for quantitative phase contrast imaging and tomography with an incoherent polychromatic x-ray source", C. David, F. Pfeiffer, and T. Weitkamp [0007]
- Weitkamp et al., Optics Express 12, 6296, 2005 [0010]
- Pfeiffer et al., Phys Rev Lett 98, 108105, 2007 [0010]
- C. Kottler et al., Optics Express 15, 3, 1175–1181, 2007 [0013]
- G. W. Faris and R. L. Byer, Optics Lett. 12, No. 2, pp. 72–74, 1987 [0017]
- Noo et al., Phys. Med. Biol. 49, pp. 3903–3923, 2004 [0017]
- Huang et al., J. Phys. D, 39, 2925 [0017]
- F. Pfeiffer et al., Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, 580, 925–928, 2007 [0017]
- A. Maksimenko, Appl. Phys. Lett. 86, 124105, 2005 [0017]
- Dilmanian et al., 2000, Phys. Med. Biol. 45, 4, pp. 933–946 [0018]
- Kottler et al. [0027]
- F. Pfeiffer et al., Nature Physics 2, pp. 258–261, 2006 [0029]

Patentansprüche

1. Anordnung zur projektiven und/oder tomographischen Phasenkontrastbildgebung mit Röntgenstrahlung bestehend aus:

1.1. mindestens einer kohärenten oder quasikohärenten Röntgenquelle (B), welche einen Strahlengang erzeugt, und

1.2. einem Messfeld, in welchem ein Untersuchungsobjekt (P) positioniert werden kann, wobei

1.3. im Strahlengang ein eindimensionales Phasengitter (G1) mit Gitterlinien zur Erzeugung eines Interferenzmusters positioniert ist,

1.4. eine Ausleseanordnung (D, G2) für das erzeugte Interferenzmuster hinter dem Phasengitter (G1) angeordnet ist, welche während eines Phasenscans die Veränderung des Frequenzmusters detektiert,

1.5. wobei die mindestens eine Röntgenquelle (B) mit dem zugehörigen Phasengitter (G1) und der Ausleseanordnung (D, G2) relativ zum Untersuchungsobjekt (P) um eine Systemachse (S, z) drehbar ausgeführt ist, **dadurch gekennzeichnet**, dass

1.6. das oder die Phasengitter (G1) im Strahlengang derart angeordnet ist/sind, dass während einer Umdrehung der mindestens einen Röntgenquelle (B) das Untersuchungsobjekt (P) mit unterschiedlichen räumlichen Orientierungen der Gitterlinien relativ zum Untersuchungsobjekt (P) gescannt wird.

2. Anordnung gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zwei Röntgenquellen auf einer Gantry vorgesehen sind und die Phasengitter (G1) jeder Röntgenquelle einen anderen Anstellwinkel ($\zeta_1 = 90^\circ - \xi_1$, $\zeta_2 = 90^\circ - \xi_2$) zwischen seinen Gitterlinien und der in Strahlrichtung darauf projizierten Systemachse (S, z) aufweisen.

3. Anordnung gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die beiden Anstellwinkel ($\zeta_1 = 90^\circ - \xi_1$, $\zeta_2 = 90^\circ - \xi_2$) rechtwinklig zueinander sind.

4. Anordnung gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die beiden Anstellwinkel ($\zeta_1 = 90^\circ - \xi_1$, $\zeta_2 = 90^\circ - \xi_2$) 0° und 90° betragen.

5. Anordnung gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die beiden Anstellwinkel ($\zeta_1 = 90^\circ - \xi_1$, $\zeta_2 = 90^\circ - \xi_2$) derart eingestellt sind, dass der Fehler der Rekonstruktion minimiert wird.

6. Anordnung gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in einem Strahlengang einer Röntgenquelle (B) ein Phasengitter (G1) angeordnet ist, welches zwischen seinen Gitterlinien und der in Strahlrichtung darauf projizierten Systemachse (S, z) einen Anstellwinkel ($\zeta = 90^\circ - \xi$) aufweist, der ungleich dem ganzzahligen Vielfachen eines rechten Winkels ist.

7. Anordnung gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Anstellwinkel ($\zeta = 90^\circ - \xi$) zwischen 10° und 80° , vorzugsweise zwischen 30° und 60° , vorzugsweise 45° , beträgt.

8. Anordnung gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Anstellwinkel ($\zeta = 90^\circ - \xi$) derart gewählt wird, dass der Fehler der Rekonstruktion minimiert wird.

9. Anordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Ausleseanordnung aus einem Analysegitter (G2) und einem mindestens einzeiligen Detektor (D) besteht.

10. Anordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Ausleseanordnung aus einem Detektor (D) besteht, welcher je Detektorelement in Ausrichtung der Gitterlinien des Phasengitters (G1) eine Vielzahl von einzeln auslesbaren streifenförmigen Detektionsstreifen aufweist.

11. Anordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenquelle als nahezu punktförmige Quelle ausgebildet ist.

12. Anordnung gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass im Strahlengang zwischen Röntgenquelle (B) und Phasengitter (G1) ein Quellengitter (G0) zur Erzeugung quasikohärenter Strahlung angeordnet ist.

13. Verfahren zur Erzeugung projektiver und/oder tomographischer Bilddatensätze im differentiellen Pha-

- senkontrast mit Röntgenstrahlung, insbesondere mit einer Anordnung gemäß einem der Patentansprüche 1 bis 12, aufweisend die folgenden Verfahrensschritte:
- 13.1. Abtastung eines Untersuchungsobjektes (P) mit mindestens einer kohärenten oder quasikohärenten Röntgenquelle (B) und mindestens einem im Strahlengang angeordneten eindimensionalen Phasengitter (G1) auf mindestens einer Projektionsachse,
- 13.2. wobei je Projektionsachse mindestens zwei Phasenscans mit jeweils unterschiedlich orientiertem Phasengitter (G1) ausgeführt und jeweils Gradientenvektoren der Phasenschubwerte bestimmt werden, die senkrecht zur Längsrichtung der Gitterlinien des verwendeten Phasengitters (G1) und in der Ebene des verwendeten Phasengitters (G1) liegend, ausgerichtet sind, und
- 13.3. aus mindestens zwei Phasenscans einer Projektionsachse die vollständigen Gradientenvektoren der Phasenschubwerte mit Betrag und Richtung in der Ebene des verwendeten Phasengitters (G1) berechnet werden.
14. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass aus den vollständigen Gradientenvektoren örtliche Phasenschubwerte durch Integration von Linienintegralen berechnet werden.
15. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 13 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die örtlichen Phasenschubwerte für eine Vielzahl von Projektionswinkeln über mindestens 180° ermittelt werden und aus diesen Projektionsdaten computertomographischen Bilddaten rekonstruiert werden.
16. Verfahren zur Erzeugung projektiver und/oder tomographischer Bilddatensätze im differentiellen Phasenkontrast mit Röntgenstrahlung, insbesondere mit einer Anordnung gemäß einem der Patentansprüche 1 bis 12, aufweisend die folgenden Verfahrensschritte:
- 16.1. Abtastung eines Untersuchungsobjektes (P) mit mindestens einer kohärenten oder quasikohärenten Röntgenquelle (B) und mindestens einem im Strahlengang angeordneten eindimensionalen Phasengitter (G1) auf mindestens einer Projektionsachse,
- 16.2. wobei je Projektionsachse mindestens zwei Phasenscans mit jeweils unterschiedlich orientiertem Phasengitter (G1) ausgeführt und jeweils Gradientenvektoren der Phasenschubwerte bestimmt werden, die senkrecht zur Längsrichtung der Gitterlinien des verwendeten Phasengitters (G1) und in der Ebene des verwendeten Phasengitters (G1) liegend, ausgerichtet sind, und
- 16.3. direkt aus den Gradientenvektoren eine Rekonstruktion von tomographischen örtlichen Phasenschubwerten stattfindet.
17. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Rekonstruktion direkt mit den zwei senkrecht zu den Gitterlinien des Phasengitters (G1) gemessenen Gradientenvektoren durchgeführt wird.
18. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass vor der Rekonstruktion aus zwei senkrecht zu den Gitterlinien des Phasengitters (G1) gemessenen Gradientenvektoren die vollständigen Gradientenvektoren mit Betrag und Richtung berechnet werden und damit die Rekonstruktion durchgeführt wird.
19. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 13 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass je Projektionsachse zwei Phasenscans in gegenläufiger Richtung mit demselben System aus Röntgenquelle (B), Phasengitter (G1) und Ausleseanordnung (G2, D) stattfinden, wobei dieses System jeweils um 180° um eine Systemachse (S, z) gedreht wird.
20. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 13 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens zwei auf einer Gantry winkerversetzt angeordnete Projektionssysteme (I, II) aus Röntgenquelle (B), Phasengitter (G1) und Ausleseanordnung (G2, D) verwendet werden, wobei die Orientierung der Phasengitter (G1) bezogen auf die Projektion der Systemachse (S, z) der Gantry im Strahlengang auf das Phasengitter (G1) unterschiedlich ist.
21. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Gitterlinien des Phasengitters (G1) der Projektionssysteme (I, II) mit der im Strahlengang darauf projizierten Systemachse (S, z) Winkel bilden, die sich um 90° unterscheiden.
22. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass die Gitterlinien des Phasengitters (G1) der Projektionssysteme (I, II) mit der im Strahlengang darauf projizierten Systeme-

machse (S, z) jeweils einen Winkel von 0° beziehungsweise 90° bilden.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

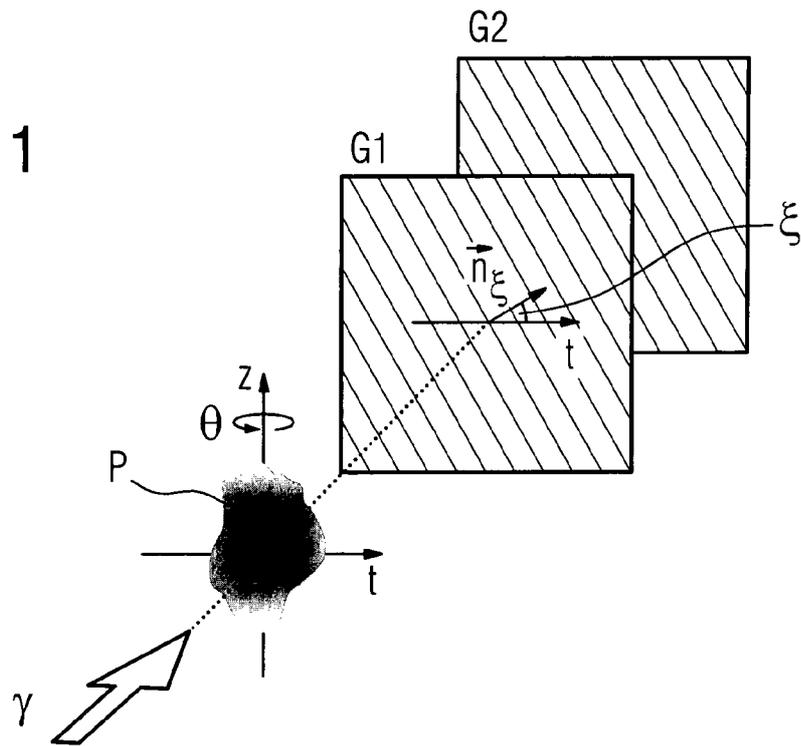


FIG 2

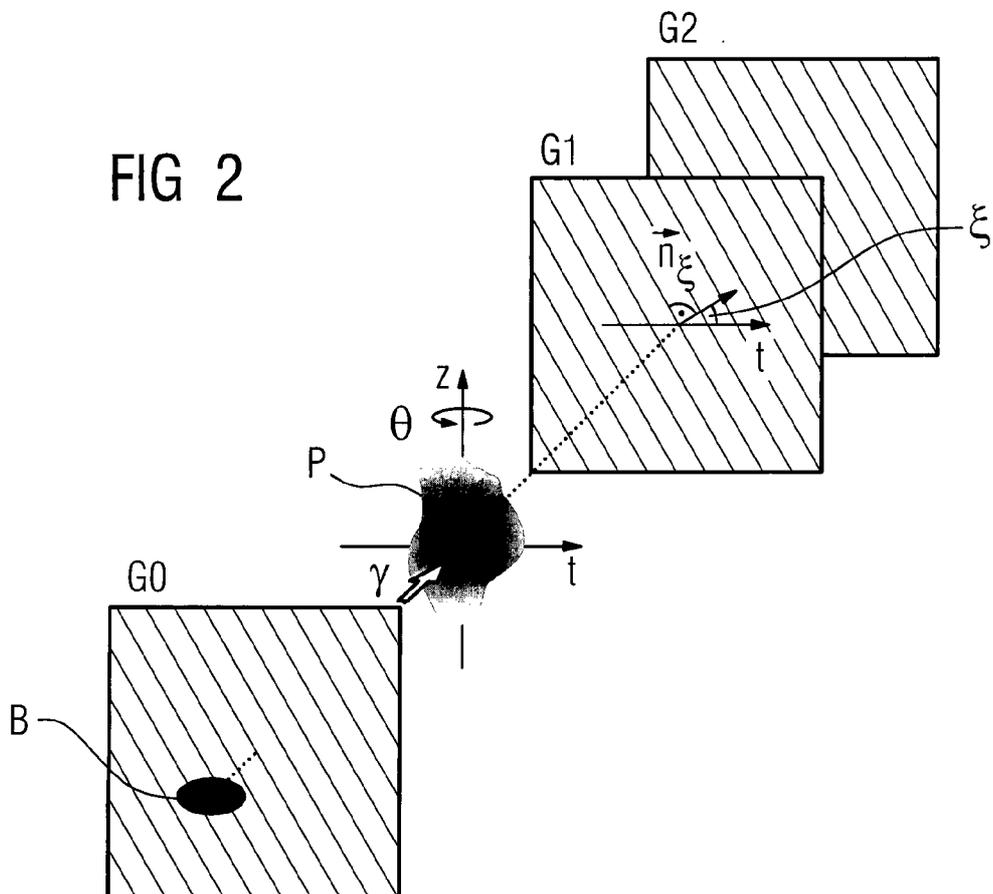


FIG 3

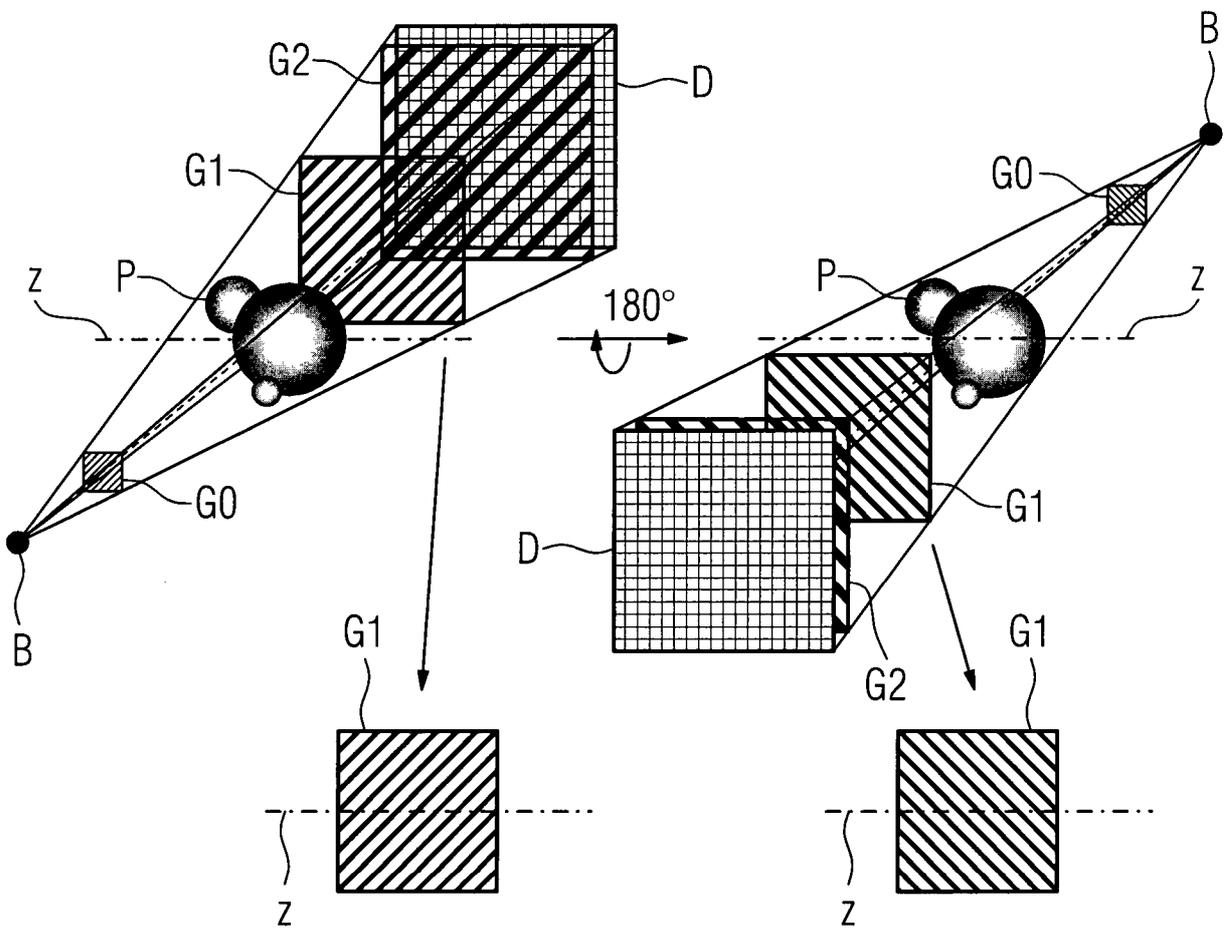


FIG 4

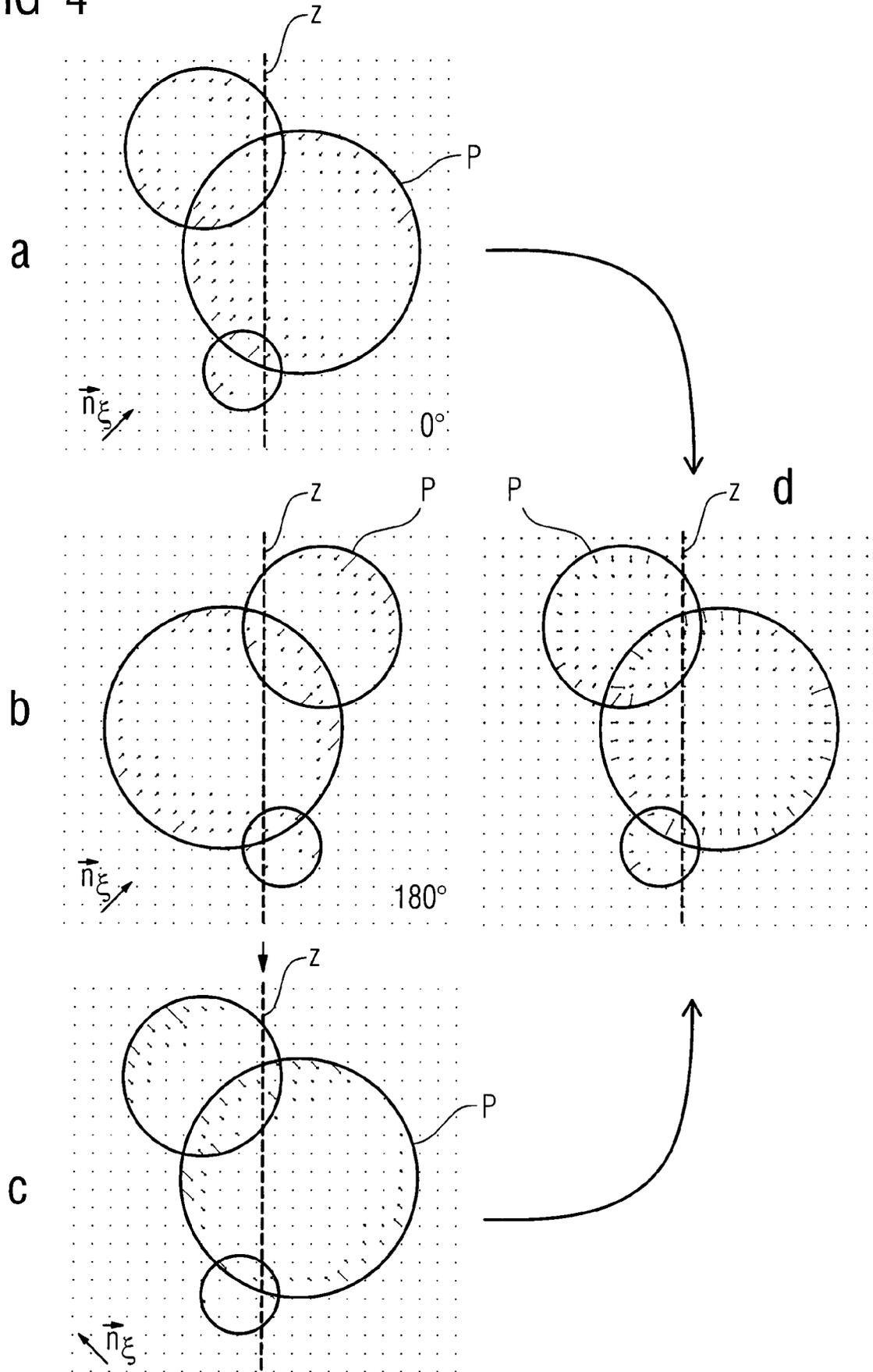


FIG 5

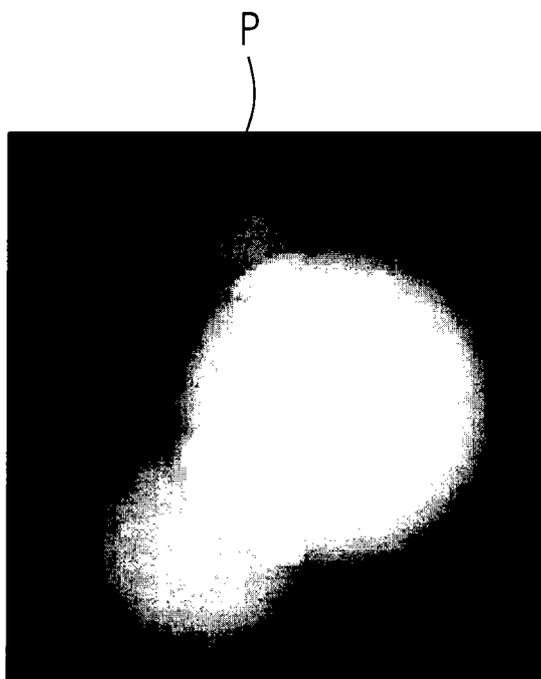


FIG 6

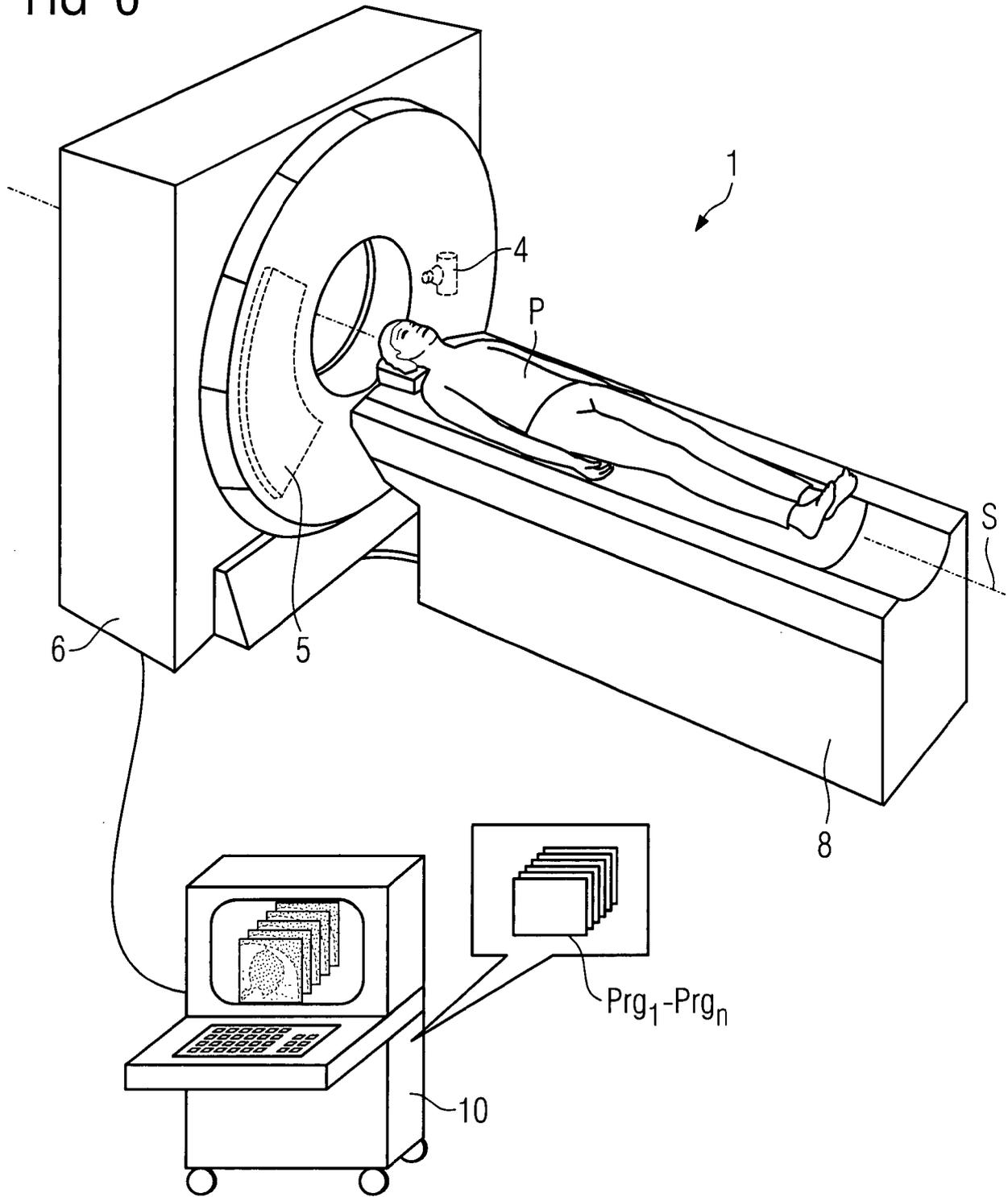


FIG 7

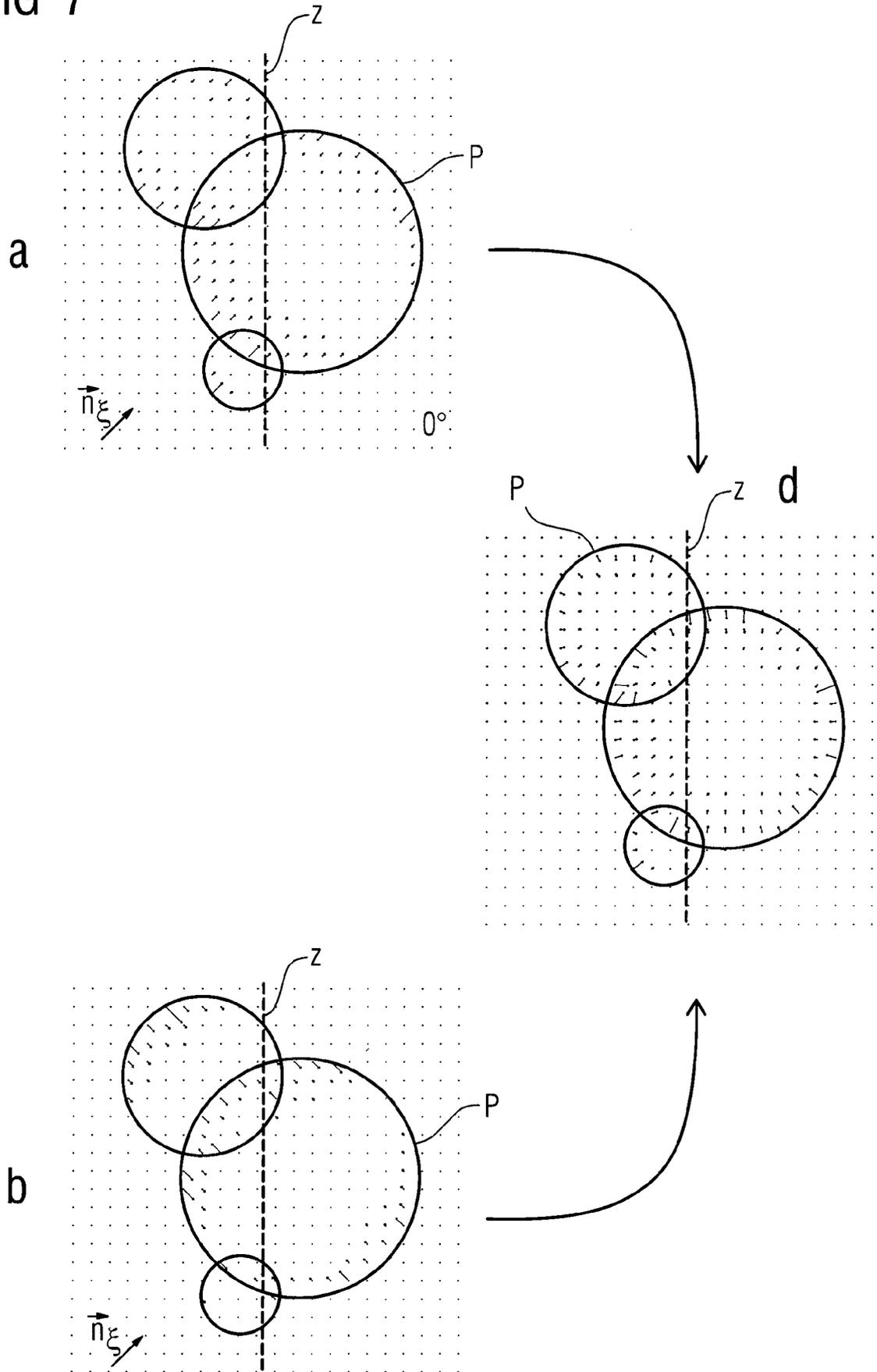


FIG 8

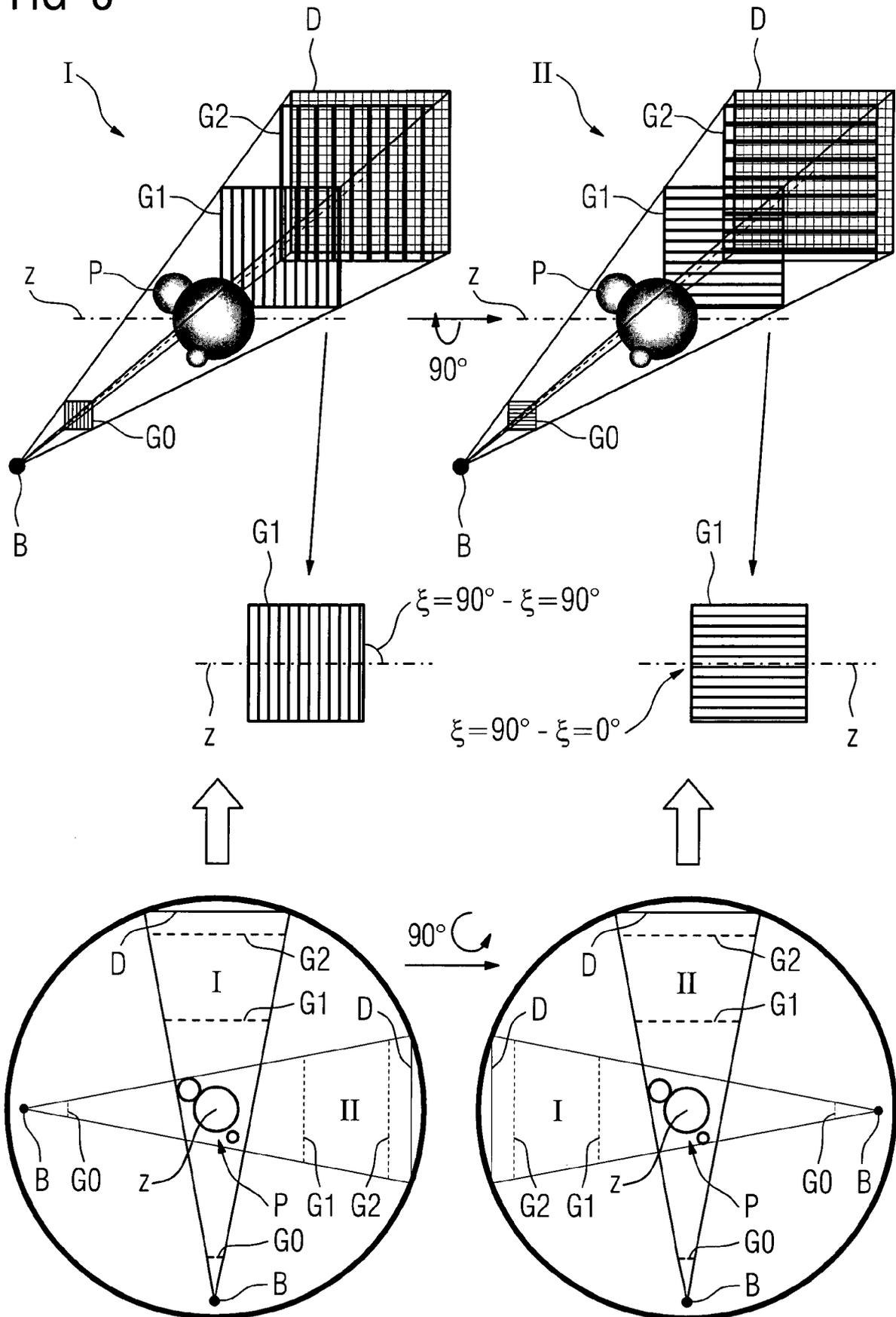


FIG 9

